

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

516598

(19)世界知的所有権機関  
国際事務局(43)国際公開日  
2004年1月15日 (15.01.2004)

PCT

(10)国際公開番号  
WO 2004/004574 A1

(51)国際特許分類7:

A61B 8/08

(21)国際出願番号:

PCT/JP2003/007080

(22)国際出願日:  
2003年6月4日 (04.06.2003)

(25)国際出願の言語:

日本語

(26)国際公開の言語:

日本語

(30)優先権データ:

特願2002-162288 2002年6月4日 (04.06.2002) JP

(71)出願人(米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).

(72)発明者: および

(75)発明者/出願人(米国についてのみ): 研田純 (KUBOTA,Jun) [JP/JP]; 〒270-0176 千葉県流山市加3-6-1-2-612 Chiba (JP). 馬場博隆 (BABA,Hirotaka) [JP/JP]; 〒277-0005 千葉県柏市柏932-1センチュリー柏403 Chiba (JP).

(81)指定国(国内): CN, US.

(84)指定国(広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

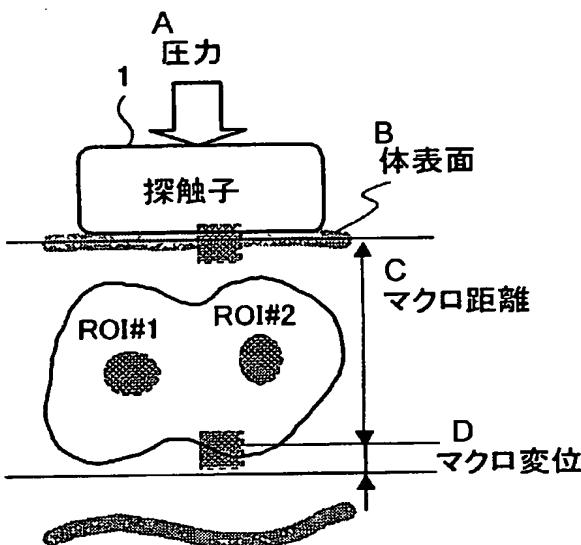
添付公開書類:

— 国際調査報告書

[統葉有]

(54)Title: ULTRASONOGRAPH, METHOD FOR DISPLAYING INFORMATION ON DISTORTION OF BIOLOGICAL TISSUE IN ULTRASONIC IMAGE

(54)発明の名称: 超音波診断装置、超音波画像における生体組織の歪情報表示方法



A...PRESSURE

1...PROBE

B...BODY SURFACE

C...MACRO DISTANCE

D...MACRO DISPLACEMENT

(57)Abstract: An ultrasonograph comprising a probe for measurement by bringing the probe into contact with a subject in a first state, first image creating means for creating a first image of the subject from the information sent from the probe, image display means for displaying the first image created by the first image creating means, means for setting at least one piece of reference information on the first image displayed by the image displaying means, second image creating means for creating a second image of the subject from the measurement information collected by bringing the probe into contact with the subject in a second state different from the first state, means for collecting information on the distortion of a desired region of interest in the second image on the basis of the variation, in the second image, of the reference information set on the first image by the setting means, and display control means for controlling the display of the distortion information collected by the distortion collecting means on the image display means.

WO 2004/004574 A1

[統葉有]



2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

---

(57) 要約:

本発明の超音波診断装置は、被検体に第1の状態で当接させて計測する探触子と、前記探触子からの情報に基づいて被検体の第1の画像を生成する第1画像生成手段と、この第1画像生成手段により形成された第1の画像を表示する画像表示手段と、この画像表示手段により表示された第1の画像上に少なくとも一つの基準情報を設定する手段と、前記探触子が前記被検体に前記第1の状態と異なる第2の状態で当接され得られる計測情報に基づき前記被検体の第2の画像を生成する第2画像生成手段と、前記設定手段により第1の画像上に設定された基準情報の前記第2の画像における変化量に基づき前記第2画像における所望の関心部位の歪情報を求める手段と、この手段により求められた歪情報を前記画像表示手段に表示制御する表示制御手段を備える。

## 1

## 明細書

## 超音波診断装置、超音波画像における生体組織の歪情報表示方法

## 5 技術分野

本発明は、生体（被検体）に探触子で圧力を変化させながら時系列で超音波画像（断層像）を得て、それら超音波画像同士の差分により生体組織の硬軟を観察できる超音波診断装置又は超音波画像における生体組織の歪情報表示方法に関する。

10

## 背景技術

従来の超音波診断装置は、特許第 3194947 号公報、米国特許第 5143070 号公報（公知文献）に記載されるように、医師などの検者が被検体の関心部位の体表に探触子により外力を加えた時、異なるフレームで得られた超音波断層像を差分することで前記外力を加えた結果生じる変位量を計測することによって、前記被検体の関心部位にある個々の生体組織の硬軟を判定可能としている。

しかしながら、上記公知文献には、歪み輪郭の画像とヤング率輪郭の画像を表示することしか記載されておらず、探触子に加える圧力を変化させながら時系列で超音波画像を得て、それら超音波画像同士の差分により生体組織の硬軟を観察したいというニーズに対応することができないという課題がある。

## 20 発明の開示

上記課題は、被検体に第1の状態で当接させて超音波計測する探触子と、前記探触子からの情報に基づいて被検体の第1の画像を生成する第1画像生成手段と、この第1画像生成手段により生成された第1の画像を表示する画像表示手段と、この画像表示手段により表示された第1の画像上に少なくとも一つの基準情報を設定する手段と、前記探触子が前記被検体に前記第1の状態と異なる第2の状態で当接され得られる超音波計測情報に基づき前記被検体の第2の画像を生成する第2画像生成手段と、前記設定手段により第1の画像上に設定された基準情報の前記

25

第2の画像における変化量を計算する変化量計算手段と、この変化量計算手段により計算された変化量に基づき前記第2画像における所望の関心部位の歪情報を求める手段と、この手段により求められた歪情報を前記画像表示手段に表示制御する表示制御手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置によって解決される。  
5 る。

また、上記ハードウェアによる構成の他、超音波診断装置に組み込まれるコンピュータにより、又は汎用のコンピュータシステムにおいて、被検体の生体組織の変位量を時系列に記憶手段に記憶し、前記記憶手段より変位量を時系列に読み出し、相対的に変位量を観察できる超音波画像における生体組織の歪情報表示方法  
10 を実行してもよい。

#### 図面の簡単な説明

図1は本発明の一実施の形態である超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。図2は本実施の形態の特徴点抽出部の概略構成を説明するための図である。図3は本実施の形態におけるフィルタ処理後の画像を説明するための図である。図4は本実施の形態の重み付け部の概略構成を説明するための図である。図5は本実施の形態のクラスタリング部の動作を説明するための図である。図6は本実施の形態の相關前処理部の動作を説明するための図である。図7は本実施の形態の対応点算出部の動作を説明するための図である。図8は本実施の形態の変位量演算部の概略構成を説明するための図である。図9は本実施の形態の第1のフィルタ部の動作を説明するための図である。図10は本実施の形態の第1のフィルタ部の動作を説明するための図である。図11は本実施の形態の圧力負荷前後の被検体関心部位及び探触子の配置を示す図である。図12は画像表示パラメータの関係をグラフで説明する図である。図13はディスプレイ表示例を示す図である。図14は図13と異なるディスプレイ表示例を示す図である。図15は歪情報表示のフローチャート例である。  
15  
20  
25

#### 発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図1は本発明の一実施の形態である超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。

本実施の形態の超音波診断装置は、探触子（超音波探触子）1と、探触子1と電気的に接続される超音波送受信部2と、超音波送受信部2と電気的に接続される複素シネメモリ3と、複素シネメモリ3と電気的に接続されるフレームメモリ4と、フレームメモリ4と電気的に接続される表示部5と、複素シネメモリ3及びフレームメモリ4と電気的に接続される特徴点（基準情報）抽出部6と、複素シネメモリ3、フレームメモリ4及び特徴点抽出部6と電気的に接続される変位量演算部7と、表示部5と電気的に接続される設定部30とを備えている。

また、演算手段とは、ここでいう複素シネメモリ3、フレームメモリ4、特徴点抽出部6及び変位量演算部7の各機能を発揮するものである。

探触子1は、機械的または電子的にビーム走査を行って被検体内に超音波を送受信する周知の探触子であり、超音波の発生源であると共に生体内からの反射エコーを受信する一つまたは複数の振動子（振動子素子）を有している。

超音波送受信部2は、探触子1を駆動して超音波を発生させると共に、反射エコーに応じて振動子素子から出力される電気信号（反射エコー信号と記す）を信号処理する。従って、超音波送受信部2は、探触子1から被検体内へ送信する超音波ビームを形成するための公知の送波パルサ及び送波遅延回路と、探触子1の各振動子で受信した反射エコー信号を増幅する受信増幅器と、増幅した反射エコー信号の位相を揃えて加算する整相加算回路とを有している。

複素シネメモリ3は、超音波送受信部2からの揃えた位相情報を加味した反射エコー信号を複素数又は、絶対値と位相角との信号によるフレーム情報として時系列に複数フレーム記憶する。

フレームメモリ4は、複素シネメモリ3からのフレーム情報を超音波ビームの走査線毎に書き込んで画像データを形成する。フレームメモリ4は、例えば超音波ビームの走査線からテレビモニタの走査線へ走査変換を行うアフィン変換回路と、画像データ記憶用メモリとカラー情報、文字列情報、グラフ情報を重ねて表示部5に出力するためのオーバレイ回路とを有する。

表示部5は、フレームメモリ4からの信号を画像として表示する。表示部5は、

例えばBモード像（断層像）のテレビ信号を入力として、この断層像を映像表示するテレビモニタからなる。

特徴点抽出部6は、複素シネメモリ3に記録される時系列データ（時系列断層像）と、変位量演算部7により形成され記憶されている変位前（初期）断層像とから、互いに対応し合う特徴点を抽出する。ただし、変位前画像は、図11aに示すように、探触子近傍から関心部位の深度が最も深い特徴点間での距離（マクロ距離）が最大となる状態のエコー信号を記憶し、その信号から形成した画像である。図11aに図示するように、探触子1を被検体に加圧する前は、生体組織及びその生体組織の局所的な関心部位（ROI#1、ROI#2）には変形が生じていない。

また、変位後画像は、図11bに示すように、探触子から関心部位のマクロ距離が最小となる状態のエコー信号を記憶し、その信号から形成した画像である。図11bに図示するように、探触子1を被検体に加圧した後は、生体組織及びその生体組織の局所的な関心部位（ROI#1、ROI#2）には、図11aと比較して縮むように変形が生じている。この変形は、例えば関心部位のミクロ的な変位と生全体のマクロ的な変位が、図12に示す違いがある。図12aは時間の経過による関心部位のミクロ的な加圧前後の変位を示し、図12bは、時間の経過による生体のマクロ的な加圧前後の変位を示す。すなわち、マクロ変位とミクロ変位とはそれぞれ加圧前後において変位の時間変化が固有の特性を示す。また、特徴点抽出部6の詳細については、後述する。

変位量演算部7は、特徴点抽出部6が抽出した対応する特徴点を変形前後で比較し、その比較結果に基づいて関心部位の変形量を算出する。変位量演算部7は、特徴点抽出部6による対応する特徴点の検出の有無に基づいて動作する構成となっている。変位量演算部7は、特徴点同士が一致するように複素シネメモリの情報を変形する手段と、この変形に要した移動量（変形量）を関心部位の変位量として順次保持する手段と、この保持された変位量を順次比較し関心部位の変位量の最大値と最小値とを演算する手段とを有する構成になっている。また、関心部位の変位量の最大値と最小値という値域だけを求めればよいので、関心部位の変位量の中間値又は変位幅の値を演算してもよい。なお、変位量演算部7の詳細については、後述する。

設定部 30 は、表示部 5 に表示された被検体の断層像上の任意の位置に関心部位を設定する。設定部 30 は、この他、超音波診断装置において画像を得る際の種々の設定も行うものである。

本実施の形態の変位量演算部 7 は、特徴点抽出部 6 で対応する特徴点が両者間で異なる座標として検出された場合、すなわち対応する特徴点間に座標（位置）の差異がある場合には、以下の動作となる。まず、その特徴点同士が一致するよう複素シネメモリ 3 から読み込んだ情報を変形し、その変形前後の比較から変形量を算出することにより、それを変位量とする。さらには、この変位量の最大量及び最小量を保存すると共に、変位量が最小値を示す画像を初期画像として、  
また、変位量の最大値が得られた画像を変位後の最終画像として夫々記憶する。

一方、対応する特徴点間に座標（位置）の差異がない場合、或いは、対応する特徴点が見つからない場合は、変位量演算部 7 は直前の初期画像及び最終画像の記憶を継続する。

ただし、変位量演算部 7 における判定動作は、特徴点抽出部 6 と変位量演算部 7 との間に、前述する対応点の存在・非存在、及び、対応点の異動の有無の判断を行うブロックを設けても同じ効果が得られることはいうまでもない。

次に、図 1 に基づいて、本実施の形態の超音波診断装置を用いた被検体への圧力の付加による局部的に歪みの異なる部分を強調した映像の収集動作を説明する。

本実施の形態による映像の収集動作は、超音波送受波動作時における探触子 1 による圧力の付加を用いるものであり、振動子が受波した反射エコーに応じた信号である反射エコー信号が順次超音波送受信部 2 に入力され、整相加算後に複素シネメモリ 3 に出力される。複素シネメモリ 3 は、位相情報保存状態で時系列に複数フレーム分、すなわち複数枚の断層像を記憶し、この記憶した断層像を順次フレームメモリ 4 と特徴点抽出部 6 と変位量演算部 7 とに出力する。

ここで、特徴点抽出部 6 では、複素シネメモリ 3 からの画像と変位量演算部 7 からの変位前画像とが比較されて、互いに対応し合う特徴点が算出される。特徴点抽出部 6 で抽出された特徴点の座標情報は変位量演算部 7 に出力され、2つの特徴点が一致するよう複素シネメモリ 3 からの画像を変形し、その変形前後の比較から変形量を算出し、この変形量を変位量とする。この変位量は、格納され

る最大値及び最小値と順次比較され、最大値を越える変位量あるいは最小値よりも小さい変位量であった場合にのみ、格納される最大値あるいは最小値が新たに算出された変位量に更新される。このとき、更新された変位量が最小値の場合には、それまでの初期画像は変位量が最小値となった画像に更新される。一方、更新された変位量が最大値の場合には、それまでの変位後最終画像は変位量が最大値となった画像に更新される。この変位量の最大値及び最小値は関心部位の変位量の最大値と最小値として、また、初期画像は関心部位変位量が最小の画像として、変位後最終画像は関心部位変位量が最大の画像として、それぞれフレームメモリ 4 に出力される。その結果、複素シネメモリ 3 から出力されるリアルタイムで計測される断層像と、変位量演算部 7 から出力される最大値及び最小値と、初期値及び変位後最終画像から生成された歪み画像とから表示用の画像が形成され、表示部 5 の表示面に表示されることとなる。

例えれば、変位後最終画像と初期画像とから周知の手法により差分画像を生成し、この差分画像が歪み画像としてリアルタイムに計測される断層像と共に、表示部 5 に表示されることとなる。

歪み画像の表示は、図 13 に示すように、断層像にカラー情報で階調付けした歪み画像を重畠して表示させる。そして、所望の関心部位を ROI#1、ROI#2、ROI#3 のように、設定部 30 により設定する。つまり、図面の右下に示されるように、設定された ROI#1、ROI#2、ROI#3 に対応する変位量の数値を表示する。この数値表示は、歪み画像（断層像同士の差分値）が演算で求められ、その求められた数値が公知の文字列生成器によって文字が生成され、ROI#1、ROI#2 の表のセルに表示される。また、断層像及び歪み画像はリアルタイムで測定されるので、リアルタイムに変わる瞬時値が表示される。また、これら瞬時値を逐次メモリに記憶していくにおいて、累積値及び平均値を含む統計値を演算して表示してもよい。また、統計値には、累積値、平均値、分散値、標準偏差値、などの周知の統計的なデータの算出法がある。また、一つの統計値だけでなく、複数の統計値、例えば、瞬時値と平均値を組み合わせて表示してもよい。また、生体のマクロ変位を組み合わせて表示してもよい。

また、図 13 のような数値表示に代えて、または組み合わせて、図 14 の示すよ

うなグラフを表示してもよい。このグラフ表示は、歪み画像（断層像同士の差分値）が演算で求められ、その求められた数値が公知のグラフ生成器によって表示部の所望の表示領域に表示可能なグラフが生成され、その生成されたグラフが表示される。図 14a は、生体のマクロ変位量に対する各関心部位の変位量の関係を示したものである。これにより、どの ROI が局所的な硬さを示すのかを一目で判定できる。例えば、ここでは、ROI#3 の変位が小さく硬い組織なので、悪性腫瘍の疑いがあるから、精密検査を要するという診断の情報を医師に提供できる。また、図 14b に示すように、関心部位毎の変位量を比較する棒グラフであってもよく、図 14a の場合と同様な診断情報を医師に提供できる。また、棒グラフの他、折れ線グラフ、立体棒グラフ、立体折れ線グラフ、円グラフなどの様々なグラフであってもよい。

また、表示形態は関心部位を、色、形状を含む表示形態を異ならせて表示する、加圧前後の画像の変位の軌跡を表示する、加圧前後の画像を色を変えたり、一方を実線、他方を点線とするように異なる表示形態に処理し、それらの画像を重ねて表示する、加圧前後の画像を並べて表示するなど、それぞれの表示態様を独立に又は組み合わせて行ってもよい。

これにより、局部的に硬さの異なる部分を明瞭に区別して表示することができると共に、特別の応力付加装置なしに歪映像を得ることができる。なお、変位量の最大値及び最小値と歪み画像との表示は、複素シネメモリ 3 から出力される断層像すなわちリアルタイム表示される断層像と共に順次表示させる以外にも、断層像の収集終了後や設定部 30 の操作等でもよい。

このように、本実施の形態の超音波診断装置では、探触子 1 で直接に関心部位を圧迫でき、変位量演算部 7 が順次計測される断層像に基づいて、関心部位の変位量の最大値と最小値とをリアルタイムに演算する構成となっているので、特別な付加装置が不要となり、圧力付加検査に要する時間を短縮することができる。その結果、診断に要する時間を低減させることができるので、検者及び被検者の負担を低減することができる。

また、検者の主観的判断が不要となるので、客観的な超音波検査をすることが可能となる。その結果として、超音波検査の経験度合いによる検査時間等を均一

化することができる。

図 2 は本実施の形態の特徴点抽出部の概略構成を説明するための図である。図 2 から明らかなように、本実施の形態の特徴点抽出部 6 は、第 1 のフィルタ部 8 と、第 1 のフィルタ部 8 と電気的に接続されるパワー算出部 9 と、パワー算出部 9 と電気的に接続される重み付け部 10 と、重み付け部 10 と電気的に接続されるクラスタリング部 11 と、第 1 のフィルタ部 8 及びクラスタリング部 11 と電気的に接続される相関前処理部 12 と、相関前処理部 12 及び第 2 のフィルタ部 15 と電気的に接続される相互相関部 13 と、相互相関部 13 と電気的に接続される対応点算出部 14 と、変位量演算部 7 と電気的に接続される第 2 のフィルタ部 15 を備えてなる。  
10

図 2において、第 1 のフィルタ部 8 は、複素シネメモリ 3 からの画像の空間周波数を選択的に通過させる周知のフィルタであり、本実施の形態では図 9 に示すように、空間周波数 0 (ゼロ) を中心に同心円上の通過域を持った特性を有する構成となっている。図 10 は、図 9 に示す通過域特性の詳細を説明するための図 15 であり、この図 10 から明らかなように、本実施の形態の第 1 のフィルタ部 8 は、低域のカットオフ周波数を  $\pi/16$  付近とし、高域のカットオフ周波数を  $\pi/4 \sim \pi/2$  とするバンドパスフィルタとなる。

パワー算出部 9 は、第 1 のフィルタ部 8 からの画像のパワーを求める手段であり、図 3 に示すように、注目点 O (x, y) から半径 r 内の全ての点 P (x, y) の 20 2乗和を求めて点 O のパワー値とする演算をすべての (x, y) について行う手段である。

重み付け部 10 は、パワー算出部 9 からのパワー分布に対して、あらかじめ決めておいた重み付けを行う演算手段である。この重みは、例えば図 4 に示したように、横方向の重みが中央ほど大きくなるような値とし、縦方向の重みが中央ほど低くなるような値である。  
25

クラスタリング部 11 は、重み付け部 10 からのパワー分布から二つのピーク位置と、ピーク位置の成分値を探し出す手段であり、例えば図 5 に示すように、最も大きなピークのある位置 (x1, y1) とこの成分値 Q1 とを 1 番に、さらに、次に大きなピークを持つ位置 (x2, y2) とその成分値 Q2 とを 2 番として探し出す

構成となっている。なお、複数のピークのある 2 次元分布からピーク位置を分離、認識するには、公知の伝播消去法などがある。

相関前処理部 12 は、クラスタリング部 11 で求めた二つのピーク位置と成分値とに対して、予め設定した重み関数を当てはめる手段である。例えば、重み関数としてガウス分布を設定した場合には、図 6 に示すように、2 つのピーク位置 Q1 (x<sub>1</sub>, y<sub>1</sub>)、Q2 (x<sub>2</sub>, y<sub>2</sub>) のそれぞれを中心として、ピーク成分値 Q1 と Q2 を持つ  $3\sigma$  のガウス分布となるように、重み関数を当てはめることとなる。ただし、この重み関数はガウス分布に限定されることはなく、ハミング、ハニング、ブラックマン・ハリスなど他の分布関数を用いてもよい。

相互相関部 13 は、相関前処理部 12 からの重み分布と、第 2 のフィルタ部 15 からの画像との間で相関を算出する周知の手段である。

対応点算出部 14 は、相互相関部 13 からの相関分布から二つのピーク位置と、ピーク位置の成分値とを探し出す手段であり、クラスタリング部 11 と同様の演算を行うものである。本実施の形態の対応点算出部 14 による演算結果は、例えば図 7 に示すように、演算の結果である 2 つのピーク位置 (x<sub>3</sub>, y<sub>3</sub>)、(x<sub>4</sub>, y<sub>4</sub>) と、これらのピーク位置の成分値 Q<sub>3</sub>、Q<sub>4</sub> とが求まる。

第 2 のフィルタ部 15 は、変位量演算部 7 からの接合画像に対して空間周波数を選択的に通過させる手段であり、前述する第 1 のフィルタ部 8 と同様の処理を行うものである。

次に、図 2 に基づいて、本実施の形態の特徴点抽出部 6 の動作を説明する。

複素シネメモリ 3 から入力された信号は、第 1 のフィルタ部 8 により、画像の空間周波数が選択的に通過されることとなる。すなわち、画像の空間周波数の内で、周波数が  $\pi/16$  から  $\pi/4 \sim \pi/2$  となる周波数の信号のみが抽出されて、パワー算出部 9 に出力される。このパワー算出部 9 に入力された信号は、注目点 O (x, y) から半径 r 内の全ての点 P (x, y) の 2 乗和が求められて、注目点 O のパワー値として重み付け部 10 に出力される。パワー値として重み付け部 10 に入力された信号は、あらかじめ設定された重み付け演算手段として、横方向の重みが中央ほど大きくなるような値とし、縦方向の重みが中央ほど低くなるような値となる重み付け演算がなされ、得られた値（信号）がクラスタリング部 11 に

出力される。クラスタリング部 11 に入力された信号は、例えば公知の伝搬消去法により、二つのピーク位置とこのピーク位置の成分値が検出され、この検出値が相関前処理部 12 に出力される。

この相関前処理部 12 には、第 1 のフィルタ部 8 からの出力値も入力される構成となっており、クラスタリング部 11 で求めた二つのピーク位置と成分値とに對して、予め設定された重み関数で重み付け演算がなされ、得られた値が相互相関部 13 に出力される。相互相関部 12 に入力された信号は、第 2 のフィルタ部 15 からの画像との間で相関（相関分布、相関値の分布）が算出され、得られた相関分布が対応点検出部 14 に出力される。対応点検出部 14 に入力された相関分布は、クラスタリング部 11 と同様の演算により二つのピーク位置とピーク位置の成分値とが検出され、2 つのピーク位置  $(x_3, y_3)$ 、 $(x_4, y_4)$  と、これらのピーク位置の成分値  $Q_3$ 、 $Q_4$  とが変位量演算部 7 に出力される。

図 8 は本実施の形態の変位量演算部の概略構成を説明するための図である。

図 8 から明らかなように、本実施の形態の変位量演算部 7 は、変形量演算部 16 と、変形量最大画像記憶部 17 と、変形量最小画像記憶部 18 と、最終画像記憶部 19 と、初期画像記憶部 20 と、歪み画像演算部 21 とを備えてなる。

図 8 において、変形量演算部 16 は、対応点算出部 14 により対応付けられた特徴点同士の距離と移動方向を示す符号を含めて算出する手段である。

変形量最大画像記憶部 17 は、符号を含めて最大となる画像のビームデータ信号を判別し記憶する手段である。

変形量最小画像記憶部 18 は、特徴点同士の距離が符号を含めて最小となる時の画像のビームデータ信号を判別し記憶する手段である。

最終画像記憶部 19 は、最大変形の時の画像を記憶する手段であり、記憶した画像を歪み画像演算部 21 に出力する構成となっている。

初期画像記憶部 20 は、変形量最小画像記憶部 18 が判別したデータ（画像）で初期画像を更新し、新たな初期画像データとして記憶する手段であり、記憶した画像は特徴点抽出部 6 及び変形量演算部 16 並びに歪み画像演算部 21 へそれぞれ出力する構成となっている。

歪み画像演算部 21 は、変位量の最大と最小の画像から生体組織の変位（歪み）

分布を映像化する手段である。

このように、変位量演算部7では、対応点算出部14により対応付けられた特徴点である4組のピーク位置とピーク位置の成分値(パワー分布)とから、対応付けられた特徴点のそれぞれの距離が算出され、その内の最小値と最大値とがそれぞれ検出されることとなる。

また、上記ハードウェアによる構成の他、超音波診断装置に組み込まれるコンピュータにより、被検体の生体組織の変位量を時系列に記憶手段に記憶し、前記記憶手段より変位量を時系列に読み出し、相対的に変位量を観察できる超音波画像における生体組織の変位量表示方法を実行してもよい。

これにより、例えば、集団検診のような多くの患者を被検体とする場合、超音波診断装置でそれぞれの被検体に対し探触子を加圧したときの前後の複数の断層像を計測して記憶しておく。その後に、記憶された複数の断層像から変位量を演算し、表示することができる。変位量の計測と診断の工程を分けて集中的にできるから、効率的な観察環境を提供できる。

歪み量表示方法の具体的な手順は、図15に示される。

<第1画像生成> 探触子を被検体に第1の状態で当接させて超音波計測し、前記被検体の第1の画像を生成する(ステップ151)。

<観測領域設定> 該生成された第1の画像に観測領域(基準情報)を設定する(ステップ152)。これは、表示画面に表示された画像上に設定する「手動設定」と、例えば前記特徴点間での距離(マクロ距離)が規定値以上に大きい領域に設定する「自動設定」がある。この自動設定の手法は、前記第1画像生成手段により生成された第1の画像を前記画像表示手段に表示し、その表示された第1の画像上に少なくとも一つの前記関心部位を設定するものがある。

これは、正常組織と異常組織のように、画像上で明らかに濃度値が異なるものがある場合、異常組織と目される濃度値の領域を特徴点として抽出し、その抽出された特徴点近傍を関心部位として予め選択するものである。

<第2画像生成> 前記探触子を被検体に第1の状態と異なる第2の状態で当接させて超音波計測し、前記被検体の第2の画像を生成する(ステップ153)。

<変化量計算> 該設定された第1の画像の観測点に対する前記第2の画像の

## 12

対応する観測点座標の変化量を計算する（ステップ154）。

＜歪量計算＞ 該計算された変化量に基づき所望の関心部位の歪情報（例えば歪量）を計算する（ステップ155）。

5 <画像表示> 該計算された歪情報を表示する（ステップ156）。該第2画像について  
ついてはステップ153以降を繰り返すことにより刻々変化する状況を表示することも可能である。表示の態様は上記で説明した。

また、さらに、本発明は、公知の構成のキーボード、マウス、超音波診断装置からのデータ入力インターフェースなどの等を含む入力部と、プログラムにより動作するプロセッサなどの処理部と、処理結果を画像表示するモニタを含む出力部とを具備するコンピュータシステムにおいて、被検体の生体組織の変位量を時系列に記憶手段に記憶し、前記記憶手段より変位量を時系列に読み出し、その変位量から歪情報が求められる超音波画像における生体組織の変位量表示プログラムを実行してもよい。

これにより、医師などの検者が保有するパーソナルコンピュータに採用して、  
15 上記表示方法のような効果を發揮する他、診断結果を編集可能なプログラムでもって電子カルテを生成できる。また、ネットワーク環境の有るパーソナルコンピュータでは、診断情報は最高機密に属する個人情報であるから充分なセキュリティ機能を付けて、個々の患者へ診断情報を提供するなどの二次的なデータの利用が可能である。

20 以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

本発明は、探触子に加える圧力を変化させながら時系列で超音波画像を得て、それら超音波画像の差分により生体組織の硬軟を観察できるという効果がある。

## 1 3

## 請　求　の　範　囲

1. 被検体に第1の状態で当接させて超音波計測する探触子と、前記探触子からの情報に基づいて被検体の第1の画像を生成する第1画像生成手段と、この第1画像生成手段により生成された第1の画像を表示する画像表示手段と、この画像表示手段により表示された第1の画像上に少なくとも一つの基準情報を設定する手段と、前記探触子が前記被検体に前記第1の状態と異なる第2の状態で当接され得られる超音波計測情報に基づき前記被検体の第2の画像を生成する第2画像生成手段と、前記設定手段により第1の画像上に設定された基準情報の前記第2の画像における変化量を計算する変化量計算手段と、この変化量計算手段により計算された変化量に基づき前記第2画像における所望の関心部位の歪情報を求める手段と、この手段により求められた歪情報を前記画像表示手段に表示制御する表示制御手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。  
15 2. 前記変化量計算手段は、前記第1の画像の基準情報から前記第2の画像の基準情報への軌跡を計算し、前記表示制御手段は、前記計算された軌跡を前記画像表示手段に表示制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
3. 前記変化量計算手段は、前記第2の画像における前記所望の関心部位の変化量を計算し、前記表示制御手段は、前記計算された関心部位における変化量を前記画像表示手段に表示制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。  
20 4. 前記所望の関心部位を前記第1の画像において設定する関心部位設定手段を備え、前記第1および第2の画像における関心部位の変化量を算出し、前記画像表示手段に表示することを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。  
25 5. 前記設定手段により設定される基準情報は、前記第1の画像上において探触子近傍と最深点に設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

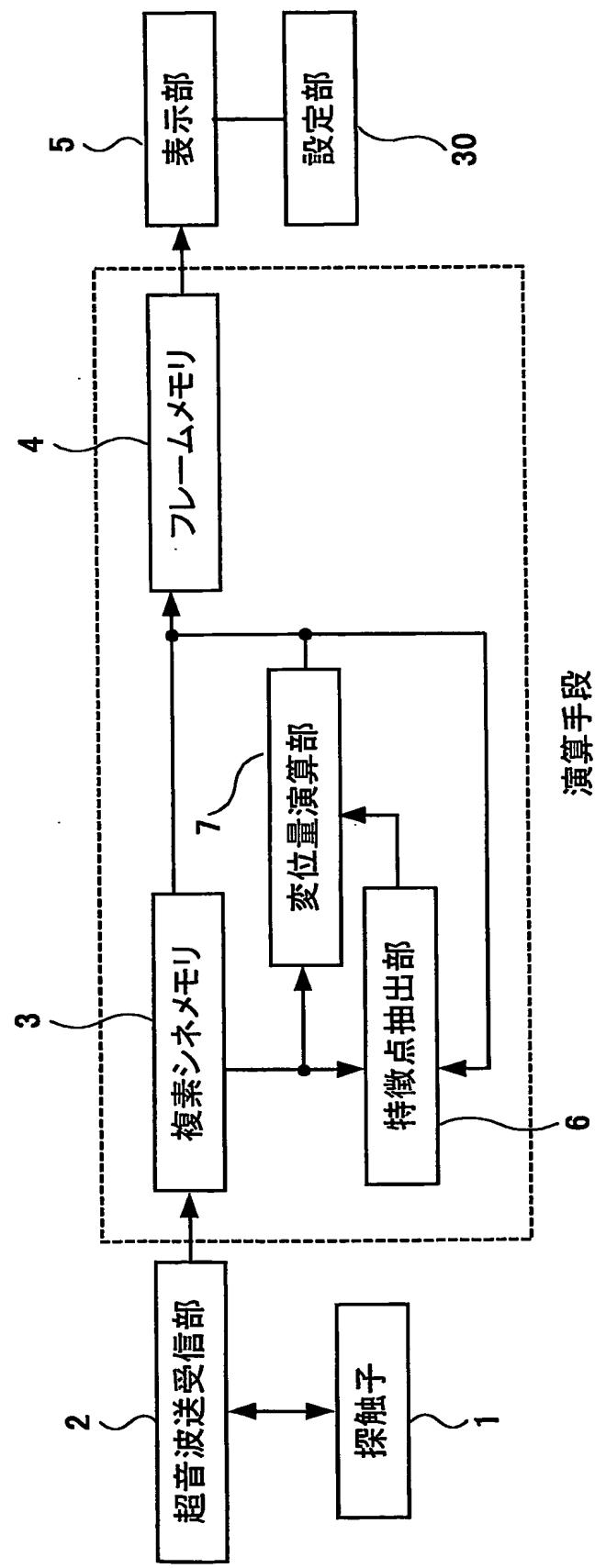
6. 前記設定手段により設定される基準情報は、前記第1の画像上の所定領域に自動的に設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
7. 前記表示制御手段は、前記所望の関心部位を色、形状を含む表示形態を異ならせて前記画像表示手段に表示することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。  
5
8. 前記設定手段は、前記第1の画像を前記画像表示手段に表示し、その表示された第1の画像上に前記基準情報を設定することを特徴とする請求項1の超音波診断装置
9. 前記探触子の当接部位の全体の変位量の瞬時値、累積値及び平均値を含む少なくとも一つの統計値及び関心部位毎の変位量の少なくとも一つの統計値との関係のグラフを生成するグラフ生成手段を備え、前記表示制御手段は、前記グラフ生成手段により生成されたグラフを前記画像表示手段に表示することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。  
10
10. 前記被検体の関心部位毎の関心部位毎の変位量の瞬時値、累積値及び平均値を含む少なくとも一つの統計値の数値を示す文字列を生成する文字列生成手段を備え、前記表示制御手段は、前記文字列生成手段により生成された文字列を前記画像表示手段に表示することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。  
15
11. 探触子を被検体に第1の状態で当接させて超音波計測し、その計測情報に基づき前記被検体の第1の画像を生成する第1画像生成ステップと、この第1画像生成ステップにより生成された第1の画像を表示する画像表示ステップと、この画像表示ステップにより表示された第1の画像上に少なくとも一つの基準情報を設定するステップと、前記探触子を前記被検体に前記第1の状態と異なる第2の状態で当接させて超音波計測し、その計測情報に基づき前記被検体の第2の画像を生成する第2画像生成ステップと、前記設定ステップにより第1の画像上に設定された基準情報の前記第2の画像における変化量を計算する変化量計算ステップと、この変化量計算ステップにより計算された変化量に基づき前記第2画像における所望の関心部位の歪情報を求めるステップと、このステップにより求められた歪情報を前  
20
- 25

記画像表示ステップに表示制御する表示制御ステップとを備えたことを特徴とする超音波画像における生体組織の歪情報表示方法。

12. 前記変化量計算ステップは、前記第1の画像の基準情報から前記第2の画像の基準情報への軌跡を計算し、前記表示制御ステップは、前記計算された軌跡を前記画像表示ステップに表示制御することを特徴とする請求項5に記載の超音波画像における生体組織の歪情報表示方法。
13. 前記変化量計算ステップは、前記第2の画像における前記所望の関心部位の変化量を計算し、前記表示制御ステップは、前記計算された関心部位における変化量を前記画像表示ステップに表示制御することを特徴とする請求項10に記載の超音波画像における生体組織の歪情報表示方法。
14. 前記所望の関心部位を前記第1の画像上において設定する関心部位設定ステップを備え、前記第1および第2の画像における関心部位の変化量を算出し、表示することを特徴とする請求項13に記載の超音波画像における生体組織の歪情報表示方法。
15. 前記設定ステップにより設定される基準情報は、前記第1の画像上において探触子近傍と最深点に設定することを特徴とする請求項11に記載の超音波画像における生体組織の歪情報表示方法。
16. 前記設定ステップにより設定される基準情報は、前記第1の画像上の所定領域に自動的に設定することを特徴とする請求項20に記載の超音波画像における生体組織の歪情報表示方法。
17. 前記表示制御ステップは、前記所望の関心部位を色、形状を含む表示形態を異ならせて表示することを特徴とする請求項11に記載の超音波画像における生体組織の歪情報表示方法。

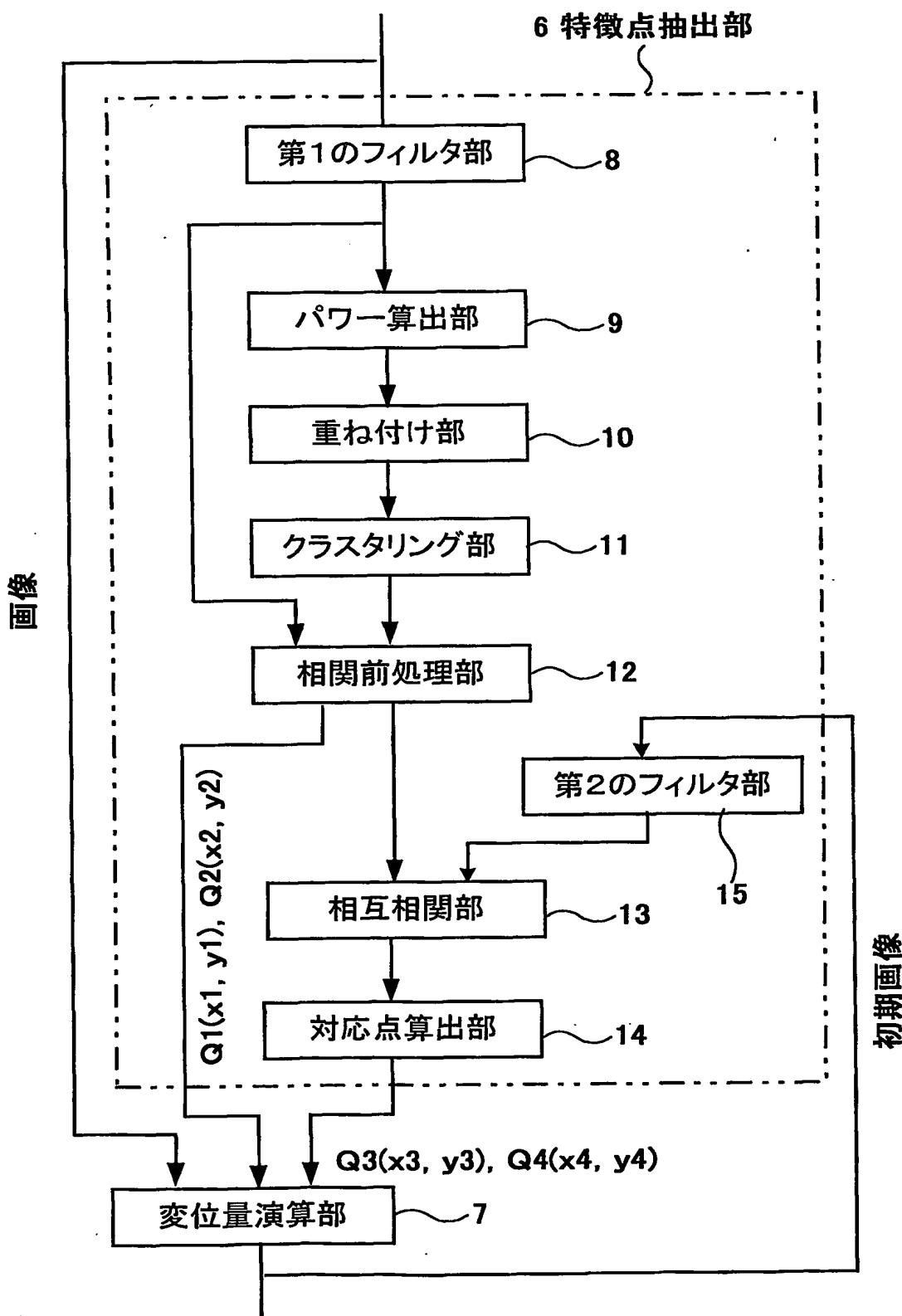
1/9

図1



2/9

図2



3/9

図3

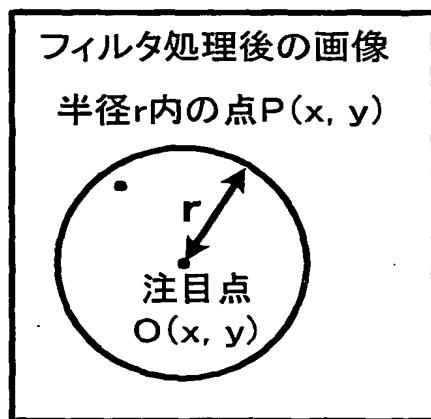
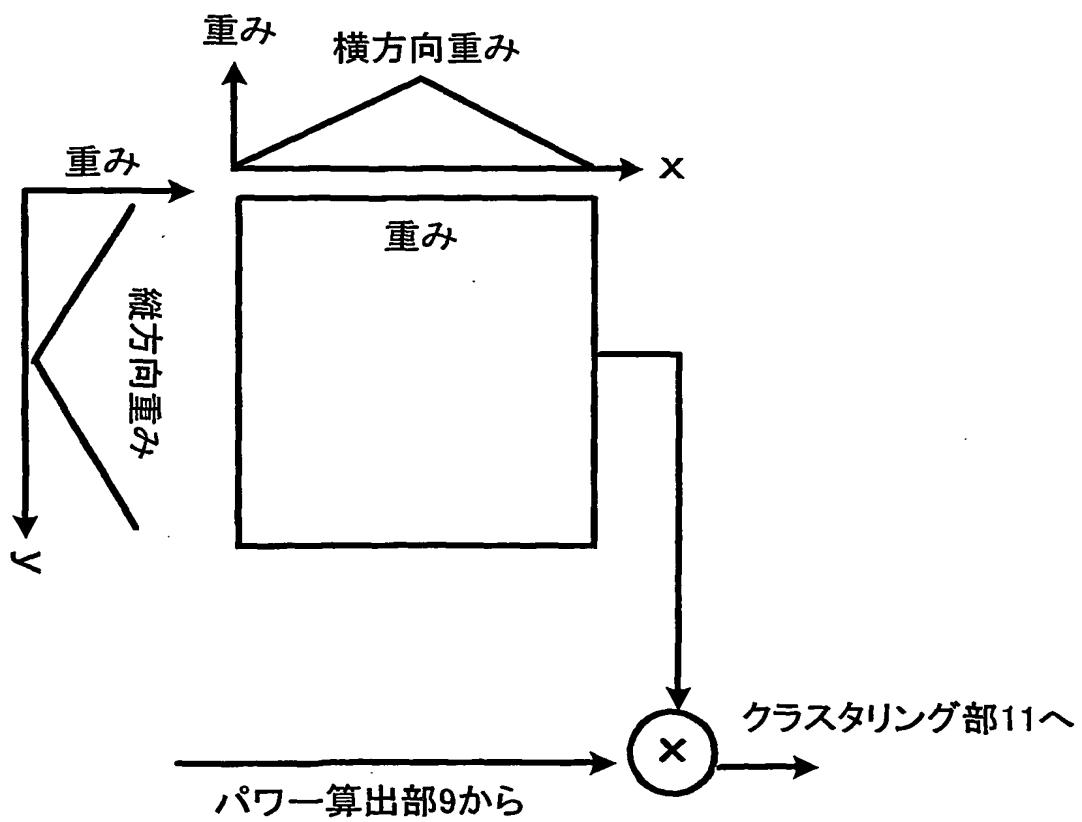


図4



4/9

図5

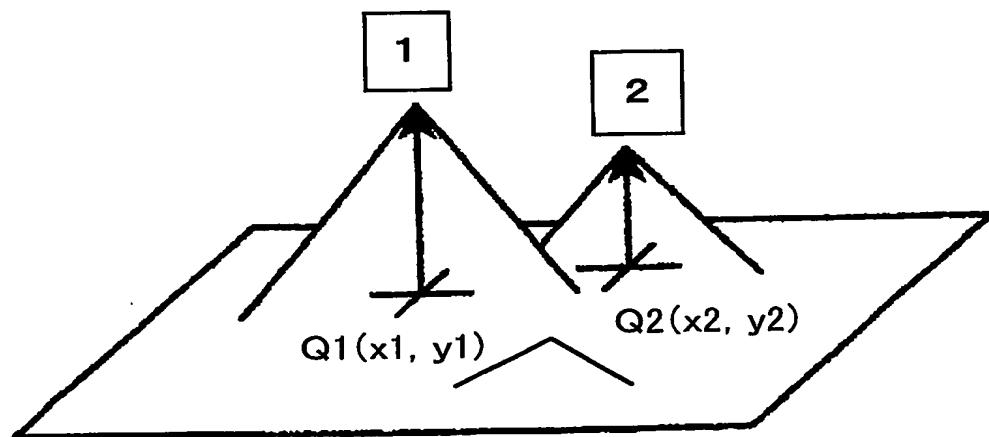
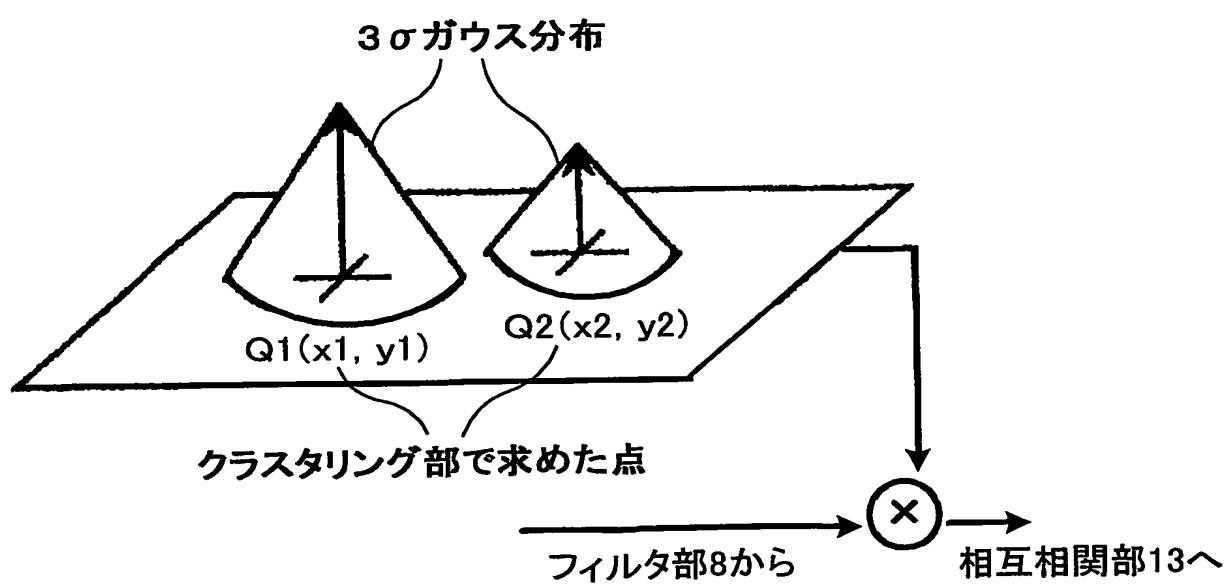


図6



5/9

図7

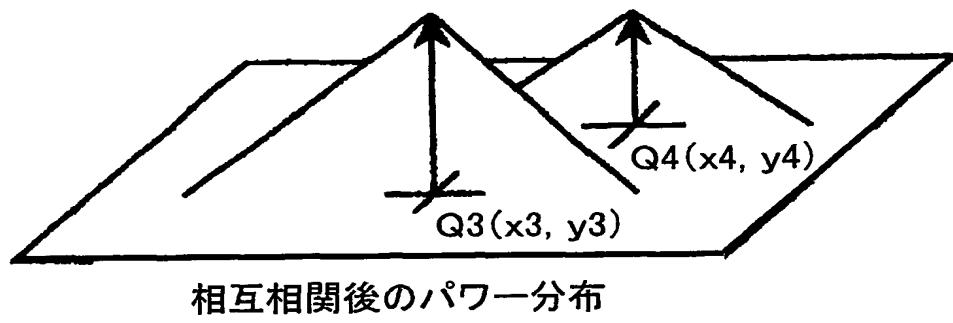
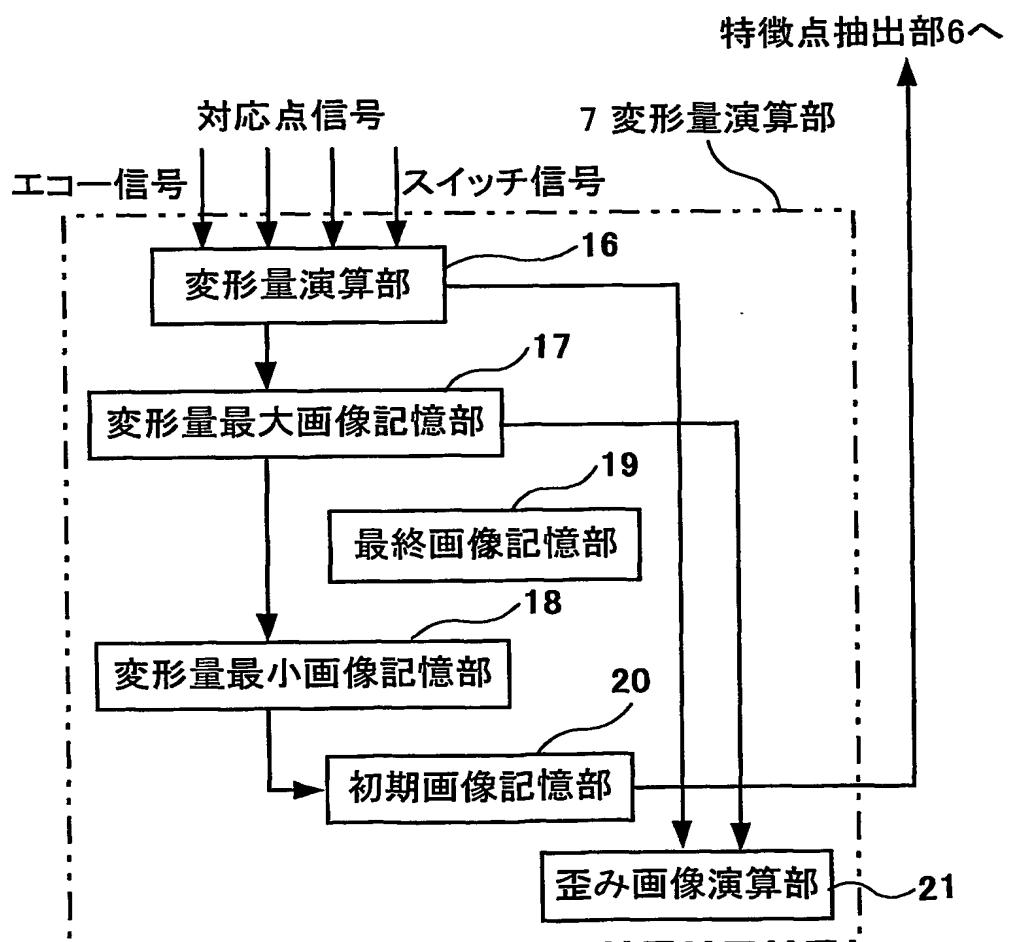


図8



6/9

図9

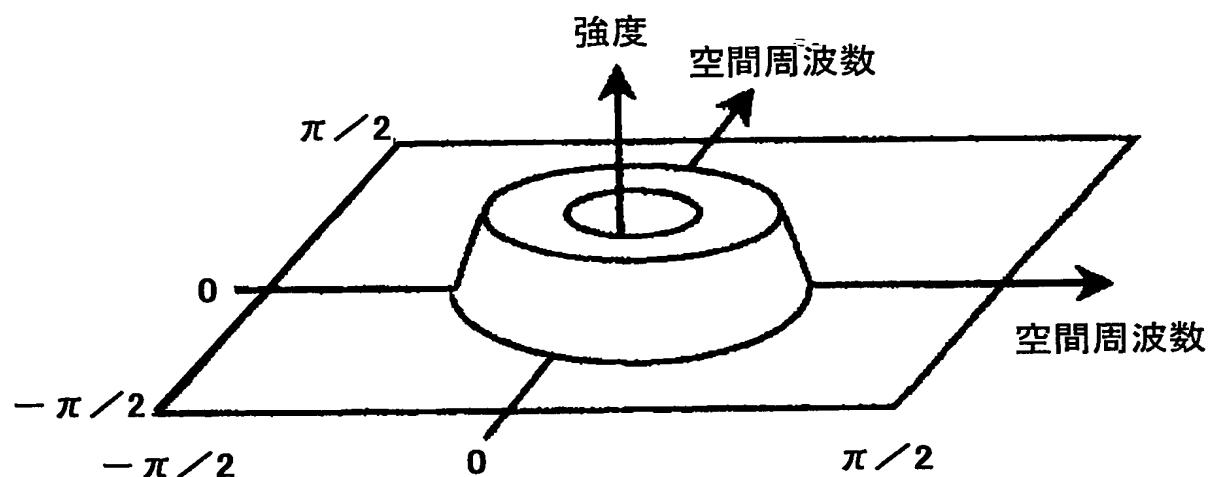


図10

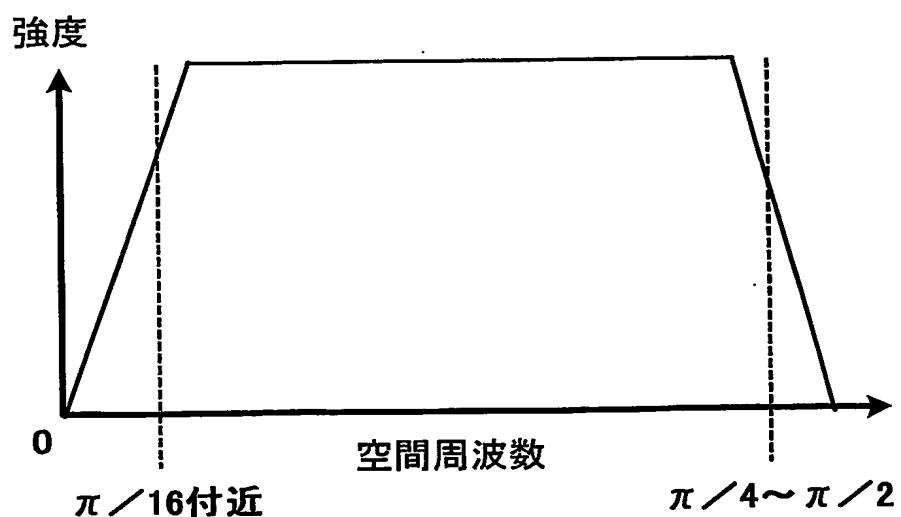


図11a

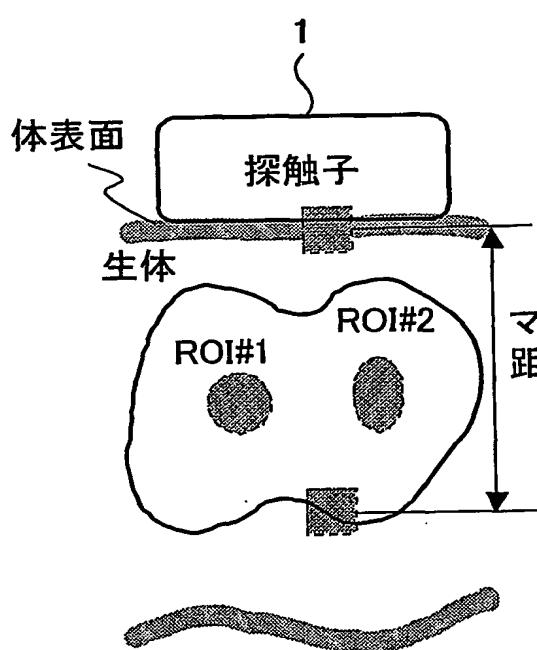


図11b

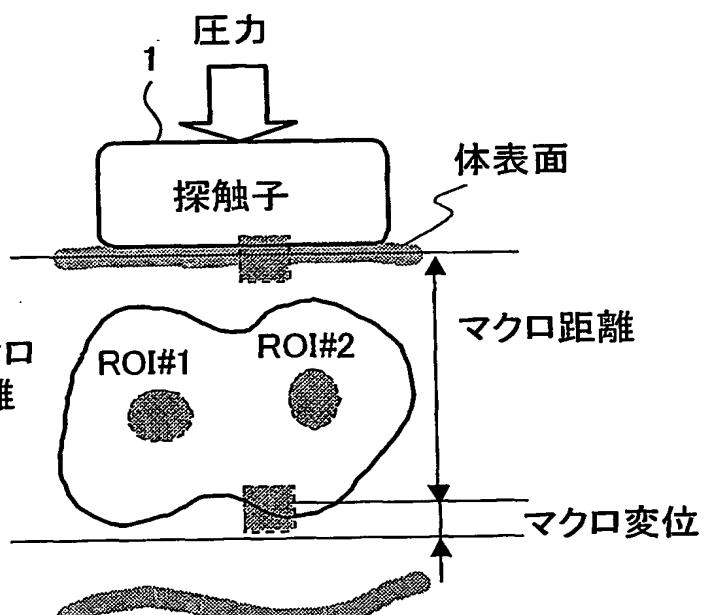


図12a

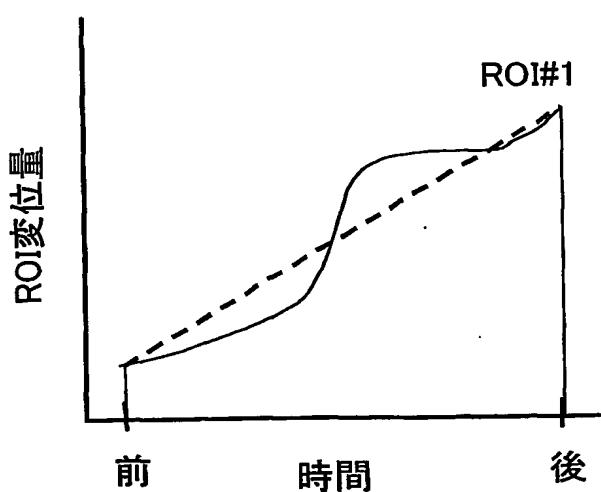


図12b

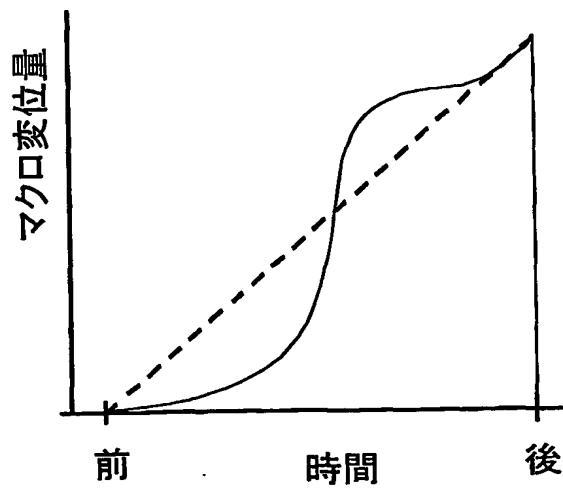
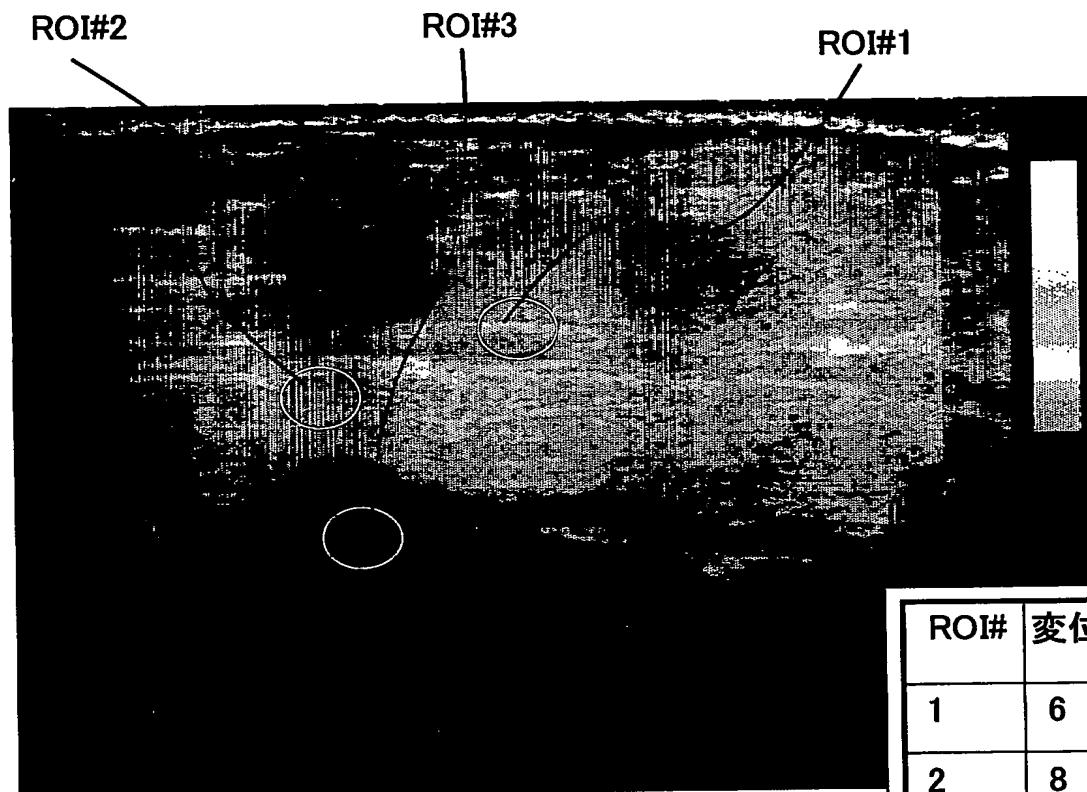


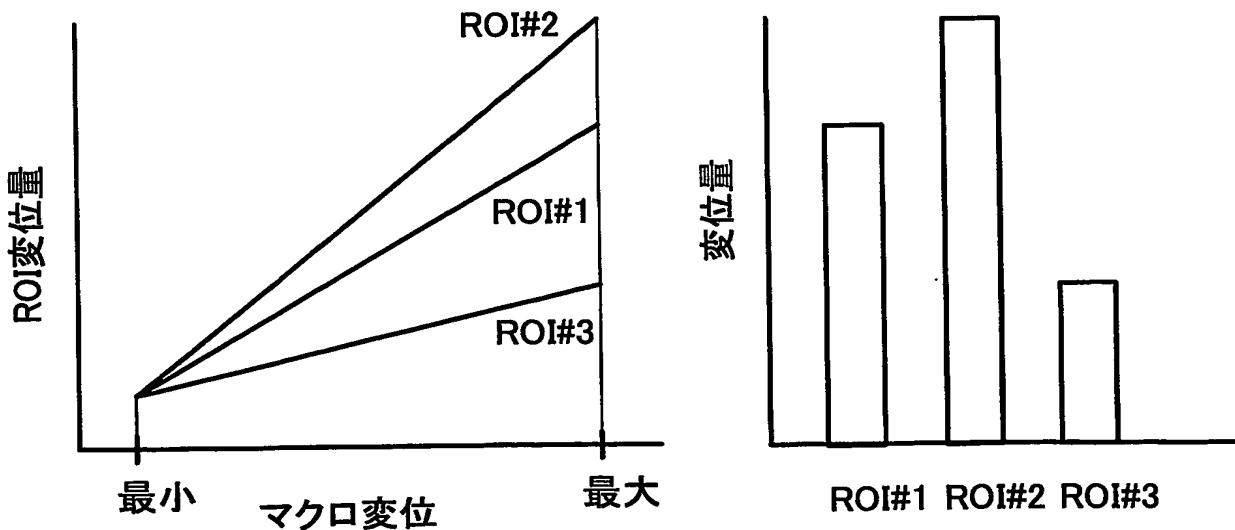
図13



ROI#	変位量
1	6
2	8
3	3

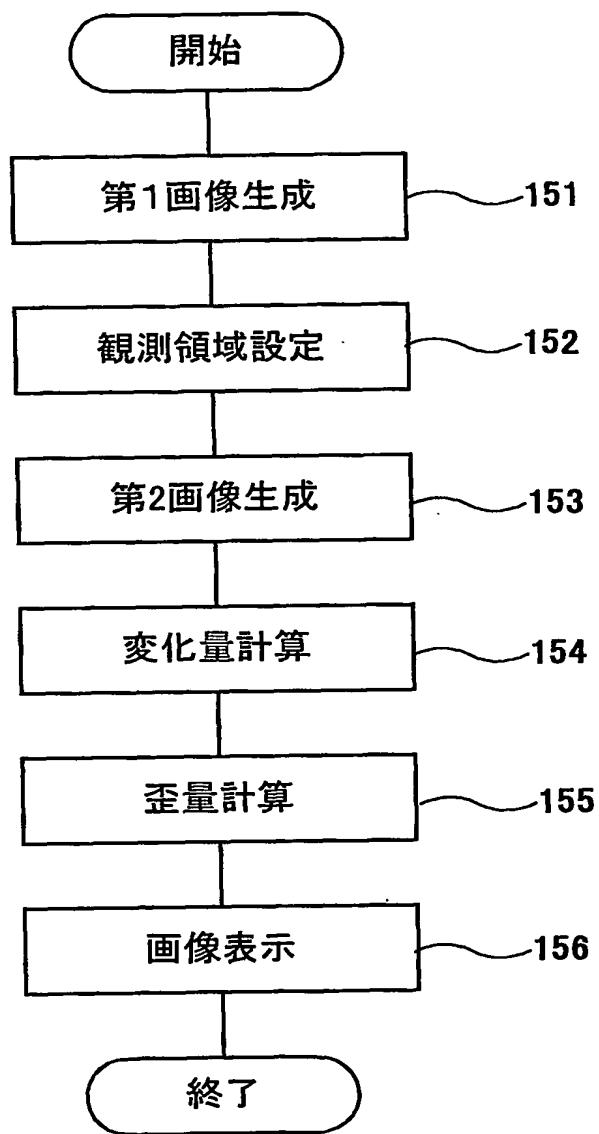
図14a

図14b



9/9

図15



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/07080

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
Int.C1<sup>7</sup> A61B8/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.C1<sup>7</sup> A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
 Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003  
 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)  
JSTPlus FILE (JOIS), JMEDPlus FILE (JOIS)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2000-60857 A (Hitachi Medical Corp.), 29 February, 2000 (29.02.00), Full text; all drawings (Family: none)	1
Y	JP 62-114539 A (Fujitsu Ltd.), 26 May, 1987 (26.05.87), Full text; all drawings & EP 226044 A2 & US 4790321 A	2
A	Makoto YAMAKAWA et al., "Tissue Elasticity Reconstruction Based on 3-Dimensional Finite-Element Model", Japanese Journal of Applied Physics, 30 May, 1999 (30.05.99), Vol.38, No.5B, pages 3393 to 3398, ISSN:0021-4922	1,2

Further documents are listed in the continuation of Box C.  See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search  
09 September, 2003 (09.09.03)

Date of mailing of the international search report  
30 September, 2003 (30.09.03)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Faxsimile No.

Telephone No.

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/07080

## Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: 11-17  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
The subject matter of the inventions of claims 11-17 relates to a diagnostic method practiced on the human body. Therefore it is not required to be searched by this international searching authority under PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

## Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to claims 1-10 is the technical feature of claim 1. However, the international search has revealed that the technical feature of claim 1 is not novel since it is disclosed in document JP 2000-60857 A (Hitachi Medical Corp.), 29 February, 2000 (29.02.00).

Therefore, the technical feature of claim 1 is not a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13, and there is no other feature common to all claims 1-10.

Consequently, it appears that the inventions of claims 1-2, 3-4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 do not satisfy the requirement of unity of invention.

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1, 2

Remark on Protest     The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.  
                       No protest accompanied the payment of additional search fees.

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. C1'

A61B8/08

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. C1'

A61B8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JST Plus ファイル (JOIS)

JMED Plus ファイル (JOIS)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 2000-60857 A (株式会社日立メディコ) 2000. 02. 29 全文、全図 (ファミリーなし)	1
Y	JP 62-114539 A (富士通株式会社) 1987. 05. 26 全文、全図 &EP 226044 A2 &US 4790321 A	2

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

- 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
- 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献(理由を付す)
- 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

## の日の後に公表された文献

- 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
- 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
- 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
- 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

09. 09. 03

国際調査報告の発送日

30.09.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 幸仙

2W 3101



電話番号 03-3581-1101 内線 3290

## C (続き) 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	Makoto YAMAKAWA et al., "Tissue Elasticity Reconstruction Based on 3-Dimensional Finite-Element Model", Japanese Journal of Applied Physics, 1999.05.30, VOL. 38, NO. 5B, PAGE. 3393-3398, ISSN:0021-4922	1, 2

## 第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1.  請求の範囲 11-17 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、  
請求の範囲11-17は、人の身体の診断方法と認められるので、PCT17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が調査を要しない対象に係るものである。

2.  請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3.  請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-10に記載される発明に共通の事項は、請求の範囲1に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲1に記載される事項は、文献JP 2000-60857 A（株式会社日立ディコ）、2000.02.29に記載される事項であるので、新規でないことが明らかとなった。

してみると、請求の範囲1に記載される事項は、PCT規則13の意味における特別な技術的特徴ではない。また、その他に、請求の範囲1-10に記載される発明全てに共通の事項はない。

よって、請求の範囲1-2、3-4、5、6、7、8、9、10のそれぞれに記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。

1.  出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。

2.  追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかつた。

3.  出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかつたので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。

4.  出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかつたので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

## 請求の範囲1、2

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあつた。

追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかつた。